

(19)

Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 846 447 B1

(12)

EUROPEAN PATENT SPECIFICATION

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
15.06.2005 Bulletin 2005/24

(51) Int Cl.⁷: A61F 2/06

(21) Application number: 97113110.7

(22) Date of filing: 30.07.1997

(54) Stent fabrication method

Verfahren zur Herstellung eines Stents

Procédé de fabrication d'un stent

(84) Designated Contracting States:
AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC
NL PT SE

Designated Extension States:

AL LT LV RO SI

(30) Priority: 30.10.1996 US 742422

(43) Date of publication of application:
10.06.1998 Bulletin 1998/24

(73) Proprietor: Medinol Ltd.
Tel Aviv 61581 (IL)

(72) Inventors:

• Richter, Jacob
Tel Aviv, 61581 (IL)

• Yaron, Ira
Jerusalem 90836 (IL)

(74) Representative: Altenburg, Udo, Dipl.-Phys. et al
Patent- und Rechtsanwälte
Bardehle, Pagenberg, Dost.
Altenburg, Geissler
Postfach 86 06 20
81633 München (DE)

(56) References cited:

EP-A- 0 709 067	EP-A- 0 732 089
DE-A- 4 303 181	US-A- 4 776 337
US-A- 5 449 373	

EP 0 846 447 B1

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description

[0001] The present invention relates generally to methods of fabricating stents.

[0002] Stents are known in the art. They are typically formed of a cylindrical metal mesh which can expand when pressure is internally applied. Alternatively, they can be formed of wire wrapped into a cylindrical shape.

[0003] As described in U.S. 4,776,337 to Palmaz, the cylindrical metal mesh shape is produced by laser cutting a thin walled metal tube. The laser cuts away all but the lines and curves of the mesh. The method of U.S. 4,776,337 is applicable for relatively large mesh shapes and for meshes whose lines are relatively wide. However, for more delicate and/or intricate shapes, the spot size of the laser is too large.

[0004] EP-A-0 709 067 discloses a stent and a method for fabricating the stent. The stent has an originally flat pattern and connection points where the sides of the flat pattern are joined. The method includes the steps of cutting a stent pattern into a flat piece of metal thereby to produce a metal pattern, deforming the metal pattern so as to cause two opposing sides to meet, and joining the two opposing sides at least at one point.

[0005] It is an object of the present invention to provide a stent fabrication method which can produce stents with relatively intricate and/or delicate designs.

[0006] This object and other objects are achieved according to the invention by a method defined in claim 1, a sheet as defined in claim 17 and a stent as defined in claim 24. Advantageous embodiments are depicted in the dependent claims.

[0007] The method involves first creating a flat version of the desired stent pattern from a piece of thin sheet metal. The flat pattern can be produced through any suitable technique, such as etching the design into the sheet metal, or by cutting with a very fine laser, should one become commercially available or by any other technique.

[0008] Once the sheet metal has been cut, it is deformed so as to cause its edges to meet. To create a cylindrical stent from a flat, roughly rectangular metal pattern, the flat metal is rolled until the edges meet. The locations where edges meet are joined together, such as by spot welding. Afterwards, the stent is polished, either mechanically or electrochemically.

[0009] The present invention will be understood and appreciated more fully from the following detailed description taken in conjunction with the drawings in which:

Fig. 1 is a flow chart illustration of the stent fabrication method of the present invention;

Figs. 2A, 2B and 2C are illustrations of three alternative stent patterns to be etched, in accordance with the method of Fig. 1, into a flat sheet of metal;

Fig. 3 is an isometric illustration of a stent being deformed, useful in understanding the method of Fig. 1;

Fig. 4 is an isometric illustration of a stent formed from the method of Fig. 1;

Figs. 5A and 5B are side and top view illustrations, respectively, of one connection location of the stent of Fig. 4;

Fig. 6 is a side view illustration of one connection location of the stent of Fig. 4 which is connected in a nail-like manner;

Fig. 7 shows a piece of sheet metal with a plurality of patterns made in accordance with the invention;

Fig. 8 shows a detailed view of one of the patterns shown in Fig. 7;

Fig. 9 shows a detailed view of a pair of engagement troughs shown in Fig. 8;

Fig. 10 shows a detailed view of a pair of engaging protrusions shown in Fig. 8;

Fig. 11 shows the engagement troughs and engagement protrusions of Figs. 9 and 10 in the engaged position;

Fig. 12 shows a welding run practiced in accordance with the invention;

Fig. 13 is a detailed view of the welding run shown in Fig. 12;

Fig. 14 is a detailed view of a cell of a stent made in accordance with this invention;

Fig. 15 is a detailed view of a cell made in accordance with this invention;

Fig. 16 shows a cell of a stent made in accordance with this invention;

Fig. 17 is an enlarged view of the cell shown in Fig. 16;

Fig. 18 is a cross-sectional view of a longitudinal member of a stent constructed in accordance with this invention;

Fig. 19 is a cross-sectional view of a stent constructed in accordance with this invention;

Fig. 20 is a perspective view of a stent constructed in accordance with this invention;

Fig. 21 is a cross-sectional front view of an unexpanded stent made in accordance with the invention;

Fig. 22 is a cross-sectional front view of the stent shown in Fig. 21 after it has been expanded;

Fig. 23 is a cross-sectional front view of an unexpanded stent made by cutting a pattern in a tube; and

Fig. 24 is a cross-sectional front view of the stent shown in Fig. 23 after expansion.

50 [0010] Reference is now made to Fig. 1, which illustrates the stent fabrication method of the present invention and to Figs. 2A, 2B, 2C, 3 and 4 which are useful in understanding the method of Fig. 1.

[0011] In the stent fabrication method of the present invention, a stent designer first prepares a drawing of the desired stent pattern in a flat format (step 10).

[0012] Figs. 2A, 2B and 2C illustrate three exemplary stent pattern designs. The pattern of Fig. 2A has two

types of sections 20 and 22. Each section 20 has two opposing periodic patterns and each section 22 has a plurality of connecting lines 24. The pattern of Fig. 2A can be formed of any size; a preferable size is to have each section 20 be between 1 and 6mm wide and each section 22 have connecting lines 24 of 1 - 6mm long. At such sizes, the pattern of Fig. 2A cannot be cut using a laser cutting system.

[0013] The pattern of Fig. 23 is similar to that of Fig. 2A in that it also has sections 20 of opposing periodic patterns. The pattern of Fig. 2B also has connecting sections, labeled 30, which have a Z shape.

[0014] The pattern of Fig. 2C has no connecting sections. Instead, it has a series of alternating patterns, labeled 32 and 34.

[0015] The patterns of Figs. 2A, 2B and 2C optionally also have a plurality of small protrusions 38 which are useful in forming the stent, as described hereinbelow.

[0016] Returning to Fig. 1, in step 12, the stent pattern is cut into a flat piece of metal ("sheet metal"). The metal can be any type of biocompatible material, such as stainless steel, or a material which is plated with a biocompatible material. The cutting operation can be implemented in any of a number of ways, such as by etching, or by cutting with a fine cutting tool, or by cutting with a very fine laser, should one become commercially available.

[0017] If step 12 is implemented with etching, then, the process is designed to cut through the sheet metal. This process is known; however, for the purposes of completeness, it will be briefly described hereinbelow.

[0018] The drawing of the pattern is reduced and printed onto a transparent film. Since it is desired to cut completely through the metal, the drawing is printed onto two films which are joined together in a few places along their edges. The sheet metal is covered, on both sides, with a layer of photoresist and placed between the two transparent, printed films. The structure is illuminated on both sides which causes the portions of the photoresist which receive the light (which are all the empty spaces in the pattern, such as spaces 26 of Fig. 2A) to change properties.

[0019] The sheet metal is placed into acid which eats away these portions of the photoresist which changes properties. The sheet metal is then placed into an etching solution which etches away all material on which there is no photoresist-removing solution which removes the photoresist, leaving the metal having the desired stent pattern.

[0020] In step 14, the metal pattern is deformed so as to cause its long sides (labeled 28 in Figs. 2A, 2B and 2C) to meet each other. Fig. 3 illustrates the deformation process. For cylindrical stents, the deformation process is a rolling process, as shown.

[0021] If the protrusions 38 have been produced, after deformation of the metal pattern, the protrusions 38 protrude over the edge 28 to which they are not attached. This is illustrated in Fig. 5A.

[0022] In step 16, the edges 28 are joined together by any suitable process, such as spot welding. If the protrusions 38 were made, the protrusions 38 are joined to the opposite edge 28, either by welding, adhesive or, as

5 illustrated in Fig. 6, with a nail-like element 40. Fig. 5B illustrates the connection of the protrusion to the opposite edge 28. Since protrusion 38 is typically designed to extend the width of one loop 39, the pattern is approximately preserved. This is seen in Fig. 5B.

10 [0023] Alternatively, the edges 28 can be brought together and joined in the appropriate places.

[0024] Fig. 4 illustrates a stent 31 formed by the process of steps 10 - 16 for the pattern of Fig. 2A. It is noted that such a stent has connection points 32 formed by 15 the joining of the points 30.

[0025] Finally, the stent 31 is polished to remove any excess material not properly removed by the cutting process (step 12). The polishing can be performed mechanically, by rubbing a polishing stick having diamond 20 dust on its outside inside the stent 31. Alternatively, an electropolishing unit can be utilized.

[0026] Fig. 7 shows an alternative embodiment of the invention in which a plurality of patterns 120 are etched and cut into the sheet metal 121 as previously discussed. Fig. 8 is an enlarged view of one of the plurality of patterns 120 shown in Fig. 7.

[0027] Fig. 9 is an enlarged view of one pair 127 of the plurality of engagement troughs 128 and 129 shown in Fig. 8. Fig. 10 is an enlarged view of one pair 130 of 25 the plurality of engagement protrusions 131 and 132 shown in Fig. 8. The sheet metal 121 and each of the patterns 120 is provided with a plurality of alignment apertures 122 and 122' adapted to receive sprockets (not shown) for precisely moving and maintaining the precise

30 alignment of the sheet metal 121 and the patterns 120 during the various stages of manufacturing. Each pattern 120 has a first long side 123 and a second long side 124, a first short side 125, and a second short side 126. The first long side 123 is provided with a plurality of pairs 35

40 127, 127' and 127" of engagement troughs 128 and 129 (shown in greater detail in Fig. 9). Each pair 127, 127' and 127" of engagement troughs has a first engagement trough 128 and a second engagement trough 129. The second long side 124 is provided with a plurality of pairs 45

130, 130' and 130" of engagement protrusions (shown in greater detail in Fig. 10). Each pair 130, 130' and 130" of engagement protrusions is provided with a first engagement protrusion 131 and a second engagement protrusion 132. The pairs of engagement protrusions 50

130, 130' and 130" are disposed substantially opposite the pairs of engagement troughs 127, 127' and 127".

[0028] The engagement troughs 128 and 129 are disposed and adapted to receive and engage the engagement protrusions 131 and 132 so that the alignment of 55 the stent is maintained when the pattern 120 is deformed and the flat sheet metal is rolled so that the first long side 123 and the second long side 124 meet each other to form a tube as shown in Figs. 19 and 20.

[0029] A bridge 133 of material is disposed between each pair 127, 127' and 127" of engagement troughs 128 and 129. This bridge 133 imparts additional stability and facilitates alignment during manufacturing and imparts additional strength to the welds of the finished stent as discussed below.

[0030] After the sheet has been rolled into a tubular stent and the engagement troughs 128 and 129 have received the engagement protrusions 131 and 132, means (not shown) are utilized to maintain the alignment and the bridge 133 is cut to leave two substantially equal parts. The bridge 133 may be cut in a variety of ways well known to those skilled in the art, however, in a preferred embodiment, a laser is utilized. Engagement trough 128 is welded to engagement protrusion 131 and engagement trough 129 is welded to engagement protrusion 132 as shown in Figs. 12 and 13. This may be accomplished in a variety of ways well known to those skilled in the art, however, in a preferred embodiment a plurality of spot welds are utilized. In an especially preferred embodiment, about five spot welds are used in each weld run as shown in Figs. 12 and 13. The heat produced by the welding melts the cut bridge 133 material and the material is drawn towards the engagement trough 128 or 129 to which the material is attached and is drawn into the welded area between the engagement trough and the engagement protrusion where the additional bridge material becomes part of and imparts additional strength to the weld. The stent may then be finished as previously discussed.

[0031] Fig. 13 is an enlarged view of the welded area shown in Fig. 12. In a preferred embodiment, the weld run is offset from the point where the engagement trough and the engagement protrusion contact each other. In an especially preferred embodiment, the weld run is offset about .01 mm.

[0032] Fig. 14 is a detailed view of the pattern shown in Fig. 8. As shown in Figs. 14 and 20, Applicants' invention can also be described as an expandable stent defining a longitudinal aperture 80 having a longitudinal axis or extension 79 and a circumferential axis or extension 105, including a plurality of flexible connected cells 50 with each of the flexible cells 50 having a first longitudinal end 77 and a second longitudinal end 78. Each cell 50 also is provided with a first longitudinal apex 100 disposed at the first longitudinal end 77 and a second longitudinal apex 104 disposed at the second longitudinal end 78. Each cell 50 also includes a first member 51 having a longitudinal component having a first end 52 and a second end 53; a second member 54 having a longitudinal component having a first end 55 and a second end 56; a third member 57 having a longitudinal component having a first end 58 and a second end 59; and a fourth member 60 having a longitudinal component having a first end 61 and a second end 62. The stent also includes a first loop 63 defining a first angle 64 disposed between the first end 52 of the first member 51 and the first end 55 of the second member 54. A sec-

ond loop 65 defining a second angle 66 is disposed between the second end 59 of the third member 57 and the second end 62 of the fourth member 60 and is disposed generally opposite to the first loop 63. A first flexible compensating member or flexible link 67 having a first end 68 and a second end 69 is disposed between the first member 51 and the third member 57 with the first end 68 of the first flexible compensating member or flexible link 67 communicating with the second end 53 of the first member 51 and the second end 69 of the first flexible compensating member or flexible link 67 communicating with the first end 58 of the third member 57. The first end 68 and the second end 69 are disposed a variable longitudinal distance 70 from each other. A second flexible compensating member 71 having a first end 72 and a second end 73 is disposed between the second member 54 and the fourth member 60. The first end 72 of the second flexible compensating member or flexible link 71 communicates with the second end 56 of the second member 54 and the second end 73 of the second flexible compensating member or flexible link 71 communicates with the first end 61 of the fourth member 60. The first end 72 and the second end 73 are disposed a variable longitudinal distance 74 from each other. In a preferred embodiment, the first and second flexible compensating member or flexible links 67 and 71 are arcuate. The first and second flexible compensating member or flexible links 67 and 71 are differentially extendable or compressible when the stent is bent in a curved direction away from the longitudinal axis 79 of the aperture 80. (Shown in Fig. 20.) The first member 51, second member 54, third member 57, and fourth member 60 and the first loop 63 and the second loop 65 and the first flexible compensating member or flexible link 67 and the second flexible compensating member or flexible link 71 are disposed so that as the stent is expanded the distance between the first flexible compensating member or flexible link 67 and the second flexible compensating member or flexible link 71 increases and the longitudinal component of the first member 51, second member 54, third member 57 and fourth member 60 decreases while the first loop 63 and the second loop 65 remain generally opposite to one another, the ends 68 and 69 of the first flexible compensating member or flexible link 67 and the ends 72 and 73 of the second flexible compensating member or flexible link 71 open so as to increase the variable longitudinal distance 70 between the first end 68 and the second end 69 of the first flexible compensating member or flexible link 67 and so as to increase the variable longitudinal distance 74 between the first end 72 and the second end 73 of the second flexible compensating member or flexible link 71. This compensates for the decreasing of the longitudinal component of the first member 51, second member 54, third member 57, and fourth member 60 and substantially lessens the foreshortening of the stent upon its expansion. Upon expansion, the first flexible compensating member 67 and the second flex-

ible compensating member 71 impart support to the lumen being treated.

[0033] Fig. 15 shows the dimensions of an especially preferred embodiment of this invention. The deflection points, i.e., the first and second loops 63 and 65 and the first and second compensating members 67 and 71, are made wider than the first, second, third, and fourth members 51, 54, 57 and 60 so that the force of the deflection is distributed over a wider area upon the expansion of the stent. The deflection points can be made wider than the first, second, third and fourth members in differing amounts so that the deflection will occur in the narrower areas first due to the decreased resistance. In a preferred embodiment, the first and second compensating members are wider than the first, second, third and fourth members and the first and second loops are wider than the first and second compensating members. One of the advantages of sizing the first and second loops so that they are wider than the first and second compensating members is that the stent will substantially compensate for foreshortening as the stent is expanded. In the embodiment shown in Fig. 15, the first, second, third and fourth members 51, 54, 57 and 60 have a width of about 0.1 mm. The first and second loops 63 and 65 have a width of about 0.14 mm. The first and second compensating members 67 and 71 are provided with a thickened portion 75 and 76 having a width of about 0.12 mm. Thus, in this especially preferred embodiment, the first and second loops have a width that is about 40% greater and the first and second compensating members have a width that is about 20% greater than the width of the first, second, third and fourth members.

[0034] Figs. 16 through 20 show details of a stent constructed in accordance with this invention.

[0035] Yet another advantage of Applicant's invention is shown in Figs. 21 to 24. For the sake of clarity, the dimensions and the degree of displacement of the components of the stents shown in Figs. 21 to 24 has been intentionally exaggerated.

[0036] Fig. 21 is a cross-sectional front view taken along line A-A of the unexpanded stent made in accordance with applicants invention shown in Fig. 20. The unexpanded stent 200 of Fig. 21 is shown disposed in the lumen 202 of a blood vessel 201 prior to expansion. As previously discussed, this stent is made by first cutting the stent pattern into a flat piece of sheet metal and then rolling the sheet metal into a tube to form the tubular stent. As shown in Fig. 21 after rolling, the first and second flexible compensating members 67 and 71 of the unexpanded stent tend to "flare out" in a direction away from the longitudinal axis or lumen of the stent. Thus, the flexible compensating members 67 and 71 define outer diameters which are larger than the outer diameters defined by the remaining portions of the stent. Fig. 22 shows the stent of Fig. 21 after it has been expanded in the lumen and against the internal wall of the blood vessel. As shown in Fig. 22, upon expansion of the unexpanded stent toward the wall of the blood vessels, the

walls of the blood vessel imparts a mechanical force to the first and second flexible compensating members 67 and 71 and the compensating members move toward the longitudinal axis or lumen of the stent until they are substantially in registry with the remaining portion of the stent. Thus, the lumen of the expanded stent is substantially circular when viewed in cross section with substantially no portion of the expanded stent projecting into the lumen or towards the longitudinal axis of the expanded stent.

[0037] Fig. 23 is similar to Fig. 21 except that the pattern has been cut into a tubular member using conventional methods of making stents. As shown in Fig. 23, the flexible compensating members do not flare out away from the longitudinal axis of the unexpanded stent 203. Upon the expansion of the stent shown in Fig. 23 toward the walls of the blood vessel 201, the flexible compensating members 67' and 71' tend to "flare in" and project into the lumen 204 of the expanded stent 203.

[0038] Fig. 24 shows the stent 203 of Fig. 23 after it has been expanded in a lumen 204 of a blood vessel 201. The flexible compensating members 67' and 71' are not in registry with the remaining portions of the stent and define a diameter smaller than the diameter of remaining portions of the stent. These projections into the lumen of the stent create turbulence in a fluid flowing through the longitudinal axis of the expanded stent and could result in clot formation.

[0039] It will be appreciated by persons skilled in the art that the present invention is not limited to what has been particularly shown and described hereinabove. Rather the scope of the present invention is defined only by the claims which follow.

Claims

1. A method of fabricating a stent (31) comprising the steps of:

a) cutting a plurality of stent patterns (120) into a flat piece of metal (121), each of said patterns (120) having a first long side and a second long side, said first long side provided with a plurality of pairs of engagement troughs (128, 129), said second long side provided with a plurality of pairs of engagement protrusions (38; 131, 132), said plurality of pairs of engagement troughs (128, 129) and said plurality of pairs of engagement protrusions (38; 131, 132) disposed substantially opposite each other, each of said plurality of pairs of said engagement troughs (128, 129) comprising a first engagement trough (128) and a second engagement trough (129), said engagement troughs (128, 129) sized and disposed to receive and engage said engagement protrusions (38; 131, 132) when said pattern is deformed and rolled into a

tubular shape, each pair of said engagement troughs (128, 129) provided with a bridge (133) disposed between said first engagement trough (128) and said second engagement trough (129);
 5
 b) providing said flat metal sheet (121) with a plurality of alignment apertures (122, 122');
 c) deforming said pattern (120) into a tubular shape so that said pairs of engagement troughs (128, 129) engage said pairs of engagement protrusions (38; 131, 132);
 10
 d) cutting said bridge (133); and
 e) attaching each of said engagement troughs (128, 129) to the engagement protrusion (38; 131, 132) with which it is engaged, to form said 15 expandable stent (31).

2. The method of claim 1, wherein step c) is carried out using a laser. 20

3. The method of claim 1, wherein step d) is carried out utilizing a weld. 25

4. The method of claim 3, wherein step d) is carried out using a welding run that is offset from the point where said engagement troughs (128, 129) and said engagement protrusions (38; 131, 132) contact each other. 30

5. The method of claim 4, wherein said welding run is offset about .01 mm from the point where said engagement troughs (128, 129) and said engagement protrusions (38; 131, 132) contact each other. 35

6. The method of claim 3, wherein said weld is a spot weld. 40

7. The method of claim 6, wherein a plurality of spot welds is utilized. 45

8. The method of claim 7, wherein 5 spot welds are utilized. 50

9. The method of claim 1, wherein step d) is carried out utilizing an adhesive. 55

10. The method of claim 1, wherein step d) is carried out utilizing a nail-like element.

11. The method of claim 1, wherein each of said patterns comprises a plurality of flexible connected cells, each of said flexible cells comprising:
 a) a first member having a longitudinal component having a first end and a second end;
 b) a second member having a longitudinal component having a first end and a second end,
 c) a third member having a longitudinal compo-

5
 nent having a first end and a second end;
 d) a fourth member having a longitudinal component having a first end and a second end;
 e) a first loop defining a first angle disposed between said first end of said first member and said first end of said second member;
 f) a second loop defining a second angle disposed between said second end of said third member and said second end of said fourth member, and disposed generally opposite to said first loop;
 g) a first flexible compensating member or flexible link having a first end and a second end disposed between said first member and said third member, said first end of said first flexible compensating member or flexible link communicating with said second end of said first member and said second end of said first flexible compensating member or flexible link communicating with said first end of said third member, said first and said second ends disposed a variable longitudinal distance from each other;
 h) a second flexible compensating member or flexible link having a first end and a second end disposed between said second member and said fourth member, said first end of said second flexible compensating member or flexible link communicating with said second end of said second member and said second end of said second flexible compensating member or flexible link communicating with said first end of said fourth member, said first and said second ends disposed a variable longitudinal distance from each other, said first and said second flexible compensating member or flexible links differentially extendable or compressible when said stent is bent in a curved direction away from the longitudinal axis of said aperture; and
 i) said first, said second, said third, and said fourth members and said first and said second loops, and said first and said second flexible compensating member or flexible links disposed so that as said stent is expanded the distance between said first and said second flexible compensating member or flexible links increases and the longitudinal component of said first, second, third and fourth members decreases while said first and said second loops remain generally opposite to one another, the ends of said first and said second flexible compensating member or flexible links open so as to increase said variable longitudinal distance between said first and said second ends of said first flexible compensating member or flexible link and so as to increase said variable longitudinal distance between said first and said second ends of said second flexible compensating

member or flexible link so as to compensate for the decreasing of the longitudinal component of said first, second, third, and fourth members and substantially lessen the foreshortening of said stent upon its expansion. 5

12. The method of claim 11, wherein said first loop, said second loop, said first compensating member, and said second compensating member are wider than said first, second, third and fourth members. 10

13. The method of claim 12, wherein said first and said second compensating members are wider than said first, second, third, and fourth members and said first and said second loops are wider than said first and said second compensating members. 15

14. The method of claim 13, wherein said first and said second loops have a width that is about 40% greater than the width of said first, second, third, and fourth members and said first and said second compensating members have a width that is about 20% greater than the width of said first second, third, and fourth members. 20

15. The method of claim 1 or 11, said stent defining a longitudinal lumen wherein substantially no portion of said stent projects into said longitudinal lumen upon expansion of said stent against the internal wall of a vessel. 25

16. The method of one of the preceding claims, further comprising the step of providing said sheet with a plurality of alignment apertures. 30

17. A sheet for fabricating a stent (31) having a longitudinal lumen comprising a flat piece of metal (121) provided with a plurality of stent patterns (120), each of said patterns (120) having a first long side and a second long side, characterized in that said first long side is provided with a plurality of pairs of engagement troughs (128, 129), said second long side is provided with a plurality of pairs of engagement protrusions (38; 131, 132), wherein said plurality of pairs of engagement troughs (128, 129) and said plurality of pairs of engagement protrusions (38; 131, 132) are disposed substantially opposite each other, each of said plurality of pairs of said engagement troughs (128, 129) comprising a first engagement trough (128) and a second engagement trough (129), said engagement troughs (128, 129) being sized and disposed to receive and engage said engagement protrusions (38; 131, 132) when said pattern is deformed and rolled into a tubular shape, and each pair of said engagement troughs (128, 129) being provided with a bridge (133) disposed between said first engagement trough (128) and said second en- 35

40

45

50

55

gagement trough (129).

18. The sheet of claim 17, wherein each of said patterns comprises a plurality of flexible connected cells, each of said flexible cells comprising:

a) a first member having a longitudinal component having a first end and a second end;

b) a second member having a longitudinal component having a first end and a second end,

c) a third member having a longitudinal component having a first end and a second end;

d) a fourth member having a longitudinal component having a first end and a second end;

e) a first loop defining a first angle disposed between said first end of said first member and said first end of said second member;

f) a second loop defining a second angle disposed between said second end of said third member and said second end of said fourth member, and disposed generally opposite to said first loop;

g) a first flexible compensating member or flexible link having a first end and a second end disposed between said first member and said third member, said first end of said first flexible compensating member or flexible link communicating with said second end of said first member and said second end of said first flexible compensating member or flexible link communicating with said first end of said third member, said first and said second ends disposed a variable longitudinal distance from each other;

h) a second flexible compensating member or flexible link having a first end and a second end disposed between said second member and said fourth member, said first end of said second flexible compensating member or flexible link communicating with said second end of said second member and said second end of said second flexible compensating member or flexible link communicating with said first end of said fourth member, said first and said second ends disposed a variable longitudinal distance from each other, said first and said second flexible compensating member or flexible links differentially extendable or compressible when said stent is bent in a curved direction away from the longitudinal axis of said aperture; and

i) said first, said second, said third, and said fourth members and said first and said second loops, and said first and said second flexible compensating member or flexible links disposed so that as said stent is expanded the distance between said first and said second flexible compensating member or flexible links increases and the longitudinal component of said

first, second, third and fourth members decreasing while said first and said second loops remain generally opposite to one another, the ends of said first and said second flexible compensating member or flexible links open so as to increase said variable longitudinal distance between said first and said second ends of said first flexible compensating member or flexible link and so as to increase said variable longitudinal distance between said first and said second ends of said second flexible compensating member or flexible link so as to compensate for the decreasing of the longitudinal component of said first, second, third, and fourth members and substantially lessen the foreshortening of said stent upon its expansion.

19. The sheet of claim 18, wherein said first loop, said second loop, said first compensating member, and said second compensating member are wider than said first, second, third and fourth members.

20. The sheet of claim 18, wherein said first and said second compensating members are wider than said first, second, third, and fourth members and said first and said second loops are wider than said first and said second compensating members.

21. The sheet of claim 20, wherein said first and said second loops have a width that is about 40% greater than the width of said first, second, third, and fourth members and said first and said second compensating members have a width that is about 20% greater than the width of said first, second, third, and fourth members.

22. The sheet of claim 17 or 18, said stent patterns adapted so that upon expansion of said stent substantially no portion of said stent protrudes into the longitudinal lumen of said stent against the internal wall of a vessel.

23. The sheet of one of claims 17 to 22, further comprising a plurality of alignment apertures disposed in said sheet.

24. An expandable stent (31) having a longitudinal lumen comprising a first long side and a second long side,
characterized in that
 said first long side is provided with a plurality of pairs of engagement troughs (128, 129),
 said second long side is provided with a plurality of pairs of engagement protrusions (38; 131, 132),
 wherein said plurality of pairs of engagement troughs (128, 129) and said plurality of pairs of engagement protrusions (38; 131, 132) are disposed substantially opposite each other, wherein said plurality of engagement troughs (128, 129) are sized and disposed to receive and engage said engagement protrusions (128, 129), and wherein said engagement troughs (128, 129) are attached to said engagement protrusions (38; 131, 132).

5 25. The stent of claim 24, wherein said engagement troughs (128, 129) are attached to said engagement protrusions (38; 131, 132) by a weld.

10 26. The stent of claim 25, wherein said weld is offset from the point where said engagement troughs (128, 129) and said engagement protrusions (38; 131, 132) contact each other.

15 27. The stent of claim 26, wherein said weld is offset about .01 mm from the point where said engagement troughs (128, 129) and said engagement protrusions (38; 131, 132) contact each other.

20 28. The stent of claim 24, wherein said weld is a spot weld.

25 29. The stent of claim 28, wherein a plurality of spot welds is utilized.

30 30. The stent of claim 29, wherein 5 spot welds are utilized.

35 31. The stent of claim 24, wherein said engagement troughs (128, 129) are attached to said engagement protrusions (38; 131, 132) by an adhesive.

32. The stent of claim 24, wherein said engagement troughs (128, 129) are attached to said engagement protrusions (38; 131, 132) by a nail-like element.

40 33. The stent of claim 24, wherein the stent has a stent pattern comprising a plurality of flexible connected cells, each of said flexible cells comprising:
 a) a first member having a longitudinal component having a first end and a second end;
 b) a second member having a longitudinal component having a first end and a second end,
 c) a third member having a longitudinal component having a first end and a second end;
 d) a fourth member having a longitudinal component having a first end and a second end;
 e) a first loop defining a first angle disposed between said first end of said first member and said first end of said second member;
 f) a second loop defining a second angle disposed between said second end of said third member and said second end of said fourth member, and disposed generally opposite to said first loop;

45 50 55

g) a first flexible compensating member or flexible link having a first end and a second end disposed between said first member and said third member, said first end of said first flexible compensating member or flexible link communicating with said second end of said first member and said second end of said first flexible compensating member or flexible link communicating with said first end of said third member, said first and said second ends disposed a variable longitudinal distance from each other;

h) a second flexible compensating member or flexible link having a first end and a second end disposed between said second member and said fourth member, said first end of said second flexible compensating member or flexible link communicating with said second end of said second member and said second end of said second flexible compensating member or flexible link communicating with said first end of said fourth member, said first and said second ends disposed a variable longitudinal distance from each other, said first and said second flexible compensating member or flexible links differentially extendable or compressible when said stent is bent in a curved direction away from the longitudinal axis of said aperture; and

i) said first, said second, said third, and said fourth members and said first and said second loops, and said first and said second flexible compensating member or flexible links disposed so that as said stent is expanded the distance between said first and said second flexible compensating member or flexible links increases and the longitudinal component of said first, second, third and fourth members decreases while said first and said second loops remain generally opposite to one another, the ends of said first and said second flexible compensating member or flexible links open so as to increase said variable longitudinal distance between said first and said second ends of said first flexible compensating member or flexible link and so as to increase said variable longitudinal distance between said first and said second ends of said second flexible compensating member or flexible link so as to compensate for the decreasing of the longitudinal component of said first, second, third, and fourth members and substantially lessen the foreshortening of said stent upon its expansion;

34. The stent of claim 33, wherein said first loop, said second loop, said first compensating member, and said second compensating member are wider than said first, second, third and fourth members.

5 35. The stent of claim 34, wherein said first and said second compensating members are wider than said first, second, third, and fourth members and said first and said second loops are wider than said first and said second compensating members.

10 36. The stent of claim 35, wherein said first and said second loops have a width that is about 40% greater than the width of said first, second, third, and fourth members and said first and said second compensating members have a width that is about 20% greater than the width of said first, second, third, and fourth members.

15 37. The stent of claim 33, wherein said engagement protrusions (38; 131, 132) are attached to said engagement troughs (128, 129) by a weld.

20 38. The stent of claim 37, wherein said weld is offset from the point where said engagement troughs (128, 129) and said engagement protrusions (38; 131, 132) contact each other.

25 39. The stent of claim 38, wherein said weld is offset about .01 mm from the point where said engagement troughs (128, 129) and said engagement protrusions (38; 131, 132) contact each other.

30 40. The stent of claim 37, wherein said weld is a spot weld.

41. The stent of claim 40, wherein a plurality of spot welds is utilized.

35 42. The stent of claim 41, wherein 5 spot welds are utilized.

40 43. The stent of claim 33, wherein said engagement protrusions (38; 131, 132) are attached to said engagement troughs (128, 129) via an adhesive.

45 44. The stent of claim 33, wherein said engagement protrusions (38; 131, 132) are attached to said engagement troughs (128, 129) by a nail-like element.

50 45. The stent of claim 24 or 33, said stent adapted that upon expansion of said stent against the internal wall of a vessel substantially no portion of said stent projects into said lumen.

55 46. The stent of one of claims 24 to 45, further comprising a plurality of alignment apertures disposed in said sheet.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung eines Stents (31) aufwei-

send die Schritte:

a) Schneiden einer Mehrzahl von Stent-Mustern (120) in einem flachen Metallstück (121), wobei jedes der Muster (120) eine erste Längsseite und eine zweite Längsseite aufweist, wobei die erste Längsseite mit einer Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) versehen ist, wobei die zweite Längsseite mit einer Mehrzahl von Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) versehen ist, wobei die Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) und die Mehrzahl von Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) im Wesentlichen gegenüberliegend zueinander angeordnet sind, wobei jede der Mehrzahl von Paaren der Eingriffsmulden (128, 129) eine erste Eingriffsmulde (128) und eine zweite Eingriffsmulde (129) aufweist, wobei die Eingriffsmulden (128, 129) bemessen und angeordnet sind, um die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) aufzunehmen und mit ihnen in Eingriff zu gelangen, wenn das Muster deformiert wird und in eine röhrenförmige Form gerollt wird, wobei jedes Paar von Eingriffsmulden (128, 129) mit einer Brücke (133) versehen ist, welche zwischen der ersten Eingriffsmulde (128) und der zweiten Eingriffsmulde (129) angeordnet ist;

b) Versehen des flachen Metallstücks (121) mit einer Mehrzahl von Ausrichtöffnungen (122, 122');

c) Verformen des Musters (120) in eine röhrenförmige Form, so dass die Paare von Eingriffsmulden (128, 129) mit den Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) in Eingriff gelangen;

d) Schneiden der Brücke (133); und

e) Befestigen jede der Eingriffsmulden (128, 129) an dem Eingriffsvorsprung (38; 131, 132), mit welchen sie in Eingriff ist, um den expandierbaren Stent (31) zu bilden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Schritt c) unter Verwendung eines Lasers ausgeführt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Schritt d) unter Verwendung einer Schweißung ausgeführt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei Schritt d) unter Verwendung eines Schweißverlaufs ausgeführt wird, der versetzt ist von dem Punkt, wo die Eingriffsmulden (128, 129) und die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) einander kontaktieren.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei der Schweißverlauf um 0,01 mm von dem Punkt versetzt ist, wo sich die Eingriffsmulden (128, 129) und die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) einander kontaktieren.

6. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Schweißung eine Punktschweißung ist.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei eine Mehrzahl von Punktschweißungen verwendet wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei fünf Punktschweißungen verwendet werden.

9. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Schritt d) unter Verwendung eines Klebstoffs ausgeführt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Schritt d) unter Verwendung eines nagelähnlichen Elements ausgeführt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 1, wobei jedes der Muster eine Mehrzahl von flexibel verbundenen Zellen aufweist, wobei jede flexible Zelle aufweist:

a) ein erstes Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, die ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;

b) ein zweites Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, die ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;

c) ein drittes Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;

d) ein vieres Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;

e) eine erste Schlaufe, welche einen ersten Winkel definiert, der zwischen dem ersten Ende des ersten Elementes und dem ersten Ende des zweiten Elementes angeordnet ist;

f) eine zweite Schlaufe, welche einen zweiten Winkel definiert, der zwischen dem zweiten Ende des dritten Elementes und dem zweiten Ende des vierten Elementes angeordnet ist und im Allgemeinen gegenüberliegend der ersten Schlaufe angeordnet ist;

g) ein erstes flexibles Ausgleichselement oder flexibles Verbindungsglied, welches ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist, angeordnet zwischen dem ersten Element und dem dritten Element, wobei das erste Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem zweiten Ende des ersten Elementes kommuniziert und das zweite Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem ersten Ende des dritten Elementes kommuniziert, wobei das erste und das zweite Ende bei einem variablen longitudinalen Abstand von einander angeordnet sind;

h) ein zweites flexibles Ausgleichselement oder flexibles Verbindungsglied, welches ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist, angeordnet zwischen dem zweiten Element und dem vierten Element, wobei das erste Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem zweiten Ende des zweiten Elementes kommuniziert und das zweite Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem ersten Ende des vierten Elementes kommuniziert, wobei das erste und das zweite Ende bei einem variablen longitudinalen Abstand voneinander angeordnet sind, wobei das erste und das zweite flexible Ausgleichselement oder flexible Verbindungsglied unterschiedlich ausdehnbar oder komprimierbar sind, wenn der Stent in einer gekrümmten Richtung weg von der Längsachse der Öffnung gebogen wird; und

i) das erste, das zweite, das dritte und das vierte Element und die erste und die zweite Schlaufe und das erste und das zweite flexible Ausgleichselement oder flexible Verbindungsglied derart angeordnet sind, dass, wenn der Stent ausgedehnt ist, der Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten flexiblen Ausgleichselement oder flexiblen Verbindungsglied zunimmt und die longitudinale Komponente des ersten, zweiten, dritten und vierten Elements abnimmt, während die erste und die zweite Schlaufe im Allgemeinen gegenüberliegend zueinander verbleiben, die Enden des ersten und des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes sich öffnen, um den variablen longitudinalen Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes zu erhöhen und um den variablen longitudinalen Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes zu erhöhen, um für die Abnahme der longitudinalen Komponente des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes zu kompensieren und wesentlich die Verkürzung des Stents bei seiner Ausdehnung zu verkleinern.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei die erste Schlaufe, die zweite Schlaufe, das erste Ausgleichselement und das zweite Ausgleichselement weiter sind als das erste, zweite, dritte und vierte Element.

13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei das erste und das zweite Ausgleichselement weiter sind als das erste, zweite, dritte und vierte Element und die erste und die zweite Schlaufe weiter sind als das erste und das zweite Ausgleichselement oder

5 und das zweite Ausgleichselement.

14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei die erste und die zweite Schlaufe eine Breite aufweisen, die in etwa 40% größer ist als die Breite des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes und das erste und das zweite Ausgleichselement eine Breite aufweisen, die in etwa 20% größer ist als die Breite des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes.

10

15. Verfahren nach Anspruch 1 oder 11, wobei der Stent ein longitudinales Lumen definiert, wobei im Wesentlichen kein Abschnitt des Stents in das longitudinale Lumen vorragt bei der Ausdehnung des Stents gegen die innere Wand eines Gefäßes.

15

16. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, weiterhin aufweisend den Schritt eines Bereitstellens des Blechs mit einer Mehrzahl von Ausrichtungsöffnungen.

20

17. Blech zum Herstellen eines Stents (31), welcher ein longitudinales Lumen aufweist, aufweisend ein flaches Stück Metall (121), das mit einer Mehrzahl von Stent-Mustern (120) versehen ist, wobei jedes der Muster (120) eine erste Längsseite und eine zweite Längsseite aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Längsseite mit einer Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) versehen ist, die zweite Längsseite mit einer Mehrzahl von Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) versehen ist, wobei die Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) und die Mehrzahl von Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) im Wesentlichen gegenüber zueinander angeordnet sind, wobei jedes der Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) eine erste Eingriffsmulde (128) und eine zweite Eingriffsmulde (129) aufweist, wobei die Eingriffsmulden (128, 129) bemessen und angeordnet sind, um die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) aufzunehmen und mit ihnen in Eingriff zu gelangen, wenn das Muster deformiert und in eine röhrenförmige Form gerollt wird, und wobei jedes Paar der Eingriffsmulden (128, 129) mit einer Brücke (133) versehen ist, die zwischen der ersten Eingriffsmulde (128) und der zweiten Eingriffsmulde (129) angeordnet ist.

25

30

35

40

45

50

55

18. Blech nach Anspruch 17, wobei jedes der Muster eine Mehrzahl von flexibel verbundenen Zellen aufweist, wobei jede der flexiblen Zellen aufweist:

a) ein erstes Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;

b) ein zweites Element, welches eine longitudi-

nale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;
 c) ein drittes Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist; 5
 d) ein vieres Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;
 e) eine erste Schlaufe, welche einen ersten Winkel definiert, der zwischen dem ersten Ende des ersten Elementes und dem ersten Ende des zweiten Elementes angeordnet ist; 10
 f) eine zweite Schlaufe, welche einen zweiten Winkel definiert, der zwischen dem zweiten Ende des dritten Elementes und dem zweiten Ende des vierten Elementes angeordnet ist und im Allgemeinen gegenüberliegend der ersten Schlaufe angeordnet ist;
 g) ein erstes flexibles Ausgleichselement oder flexibles Verbindungsglied, welches ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist, angeordnet zwischen dem ersten Element und dem dritten Element, wobei das erste Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem zweiten Ende des ersten Elementes kommuniziert und das zweite Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem ersten Ende des dritten Elementes kommuniziert, wobei das erste und das zweite Ende bei einem variablen longitudinalen Abstand zueinander angeordnet sind; 15
 h) ein zweites flexibles Ausgleichselement oder flexibles Verbindungsglied, welches ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist, angeordnet zwischen dem zweiten Element und dem vierten Element, wobei das erste Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem zweiten Ende des zweiten Elementes kommuniziert und das zweite Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem ersten Ende des vierten Elementes kommuniziert, wobei das erste und das zweite Ende bei einem variablen longitudinalen Abstand voneinander angeordnet sind, wobei das erste und das zweite flexible Ausgleichselement oder flexible Verbindungsglied unterschiedlich ausdehnbar oder komprimierbar sind, wenn der Stent in einer gekrümmten Richtung weg von der longitudinalen Achse der Öffnung gebogen wird; und 20
 i) wobei das erste, das zweite, das dritte und das vierte Element und die erste und die zweite Schlaufe und das erste und das zweite flexible Ausgleichselement oder flexible Verbindungsglied derart angeordnet sind, dass, wenn der Stent ausgedehnt ist, der Abstand zwischen 25
 dem ersten und dem zweiten flexiblen Ausgleichselement oder flexiblen Verbindungsglied zunimmt und die longitudinale Komponente des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes abnimmt, während die erste und die zweite Schlaufe im Allgemeinen gegenüberliegend zueinander verbleiben, wobei sich die Enden des ersten und des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes öffnen, um den variablen longitudinalen Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes zu erhöhen, und so den variablen longitudinalen Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes zu erhöhen, um für die Abnahme der longitudinalen Komponente des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes auszugleichen und wesentlich die Verkürzung des Stents bei seiner Ausdehnung zu verkleinern.

19. Blech nach Anspruch 18, wobei die erste Schlaufe, 25
 die zweite Schlaufe, das erste Ausgleichselement und das zweite Ausgleichselement weiter sind als das erste, zweite, dritte und vierte Element.

20. Blech nach Anspruch 18, wobei das erste und das zweite Ausgleichselement weiter sind als das erste, zweite, dritte und vierte Element und die erste und die zweite Schlaufe weiter sind als das erste und das zweite Ausgleichselement. 30

21. Blech nach Anspruch 20, wobei die erste und die zweite Schlaufe eine Breite aufweisen, die in etwa 40% größer ist als die Breite des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes und das erste und das zweite Ausgleichselement eine Breite aufweisen, die in etwa 20% größer ist als die Breite des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes. 35

22. Blech nach Anspruch 17 oder 18, wobei die Stent-Muster derart angepasst sind, dass bei der Ausdehnung des Stents im Wesentlichen kein Abschnitt des Stents in das longitudinale Lumen gegen die innere Wand eines Gefäßes vorragt. 45

23. Blech nach einem der Ansprüche 17 bis 22, weiterhin aufweisend eine Mehrzahl von Ausrichtungsöffnungen, die in dem Blech angeordnet sind. 50

24. Ausdehnbarer Stent (31), welcher ein longitudinales Lumen aufweist, aufweisend eine erste Längsseite und eine zweite Längsseite, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Längsseite mit einer Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) versehen ist, 55

die zweite Längsseite mit einer Mehrzahl von Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) versehen ist,
wobei die Mehrzahl von Paaren von Eingriffsmulden (128, 129) und die Mehrzahl von Paaren von Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) im Wesentlichen zueinander gegenüber angeordnet sind, wobei die Mehrzahl von Eingriffsmulden (128, 129) bemessen und angeordnet sind, um die Eingriffsvorsprünge (128, 129) aufzunehmen und mit ihnen in Eingriff zu gelangen, und wobei die Eingriffsmulden (128, 129) an den Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) befestigt sind.

25. Stent nach Anspruch 24, wobei die Eingriffsmulden (128, 129) durch eine Schweißung an den Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) befestigt sind. 15

26. Stent nach Anspruch 25, wobei die Schweißung versetzt ist von dem Punkt, wo die Eingriffsmulden (128, 129) und die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) miteinander in Kontakt gelangen. 20

27. Stent nach Anspruch 26, wobei die Schweißung um 0,01 mm von dem Punkt versetzt ist, in welchem die Eingriffsmulden (128, 129) und die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) miteinander in Kontakt gelangen. 25

28. Stent nach Anspruch 24, wobei die Schweißung eine Punktschweißung ist. 30

29. Stent nach Anspruch 28, wobei eine Mehrzahl von Punktschweißungen verwendet wird. 35

30. Stent nach Anspruch 29, wobei fünf Punktschweißungen verwendet werden. 35

31. Stent nach Anspruch 24, wobei die Eingriffsmulden (128, 129) an den Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) durch einen Klebstoff befestigt sind. 40

32. Stent nach Anspruch 24, wobei die Eingriffsmulden (128, 129) an den Eingriffsvorsprüngen (38; 131, 132) durch ein nagelähnliches Element befestigt sind. 45

33. Stent nach Anspruch 24, wobei der Stent ein Stent-Muster aufweist, welches eine Mehrzahl von flexibel verbundenen Zellen aufweist, wobei jede flexible Zelle aufweist:
a) ein erstes Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, die ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;
b) ein zweites Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, die ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist; 55

c) ein drittes Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;
d) ein vieres Element, welches eine longitudinale Komponente aufweist, welche ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist;
e) eine erste Schlaufe, welche einen ersten Winkel definiert, der zwischen dem ersten Ende des ersten Elementes und dem ersten Ende des zweiten Elementes angeordnet ist;
f) eine zweite Schlaufe, welche einen zweiten Winkel definiert, der zwischen dem zweiten Ende des dritten Elementes und dem zweiten Ende des vierten Elementes angeordnet ist und im Allgemeinen gegenüberliegend der ersten Schlaufe angeordnet ist;
g) ein erstes flexibles Ausgleichselement oder flexibles Verbindungsglied, welches ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist, angeordnet zwischen dem ersten Element und dem dritten Element, wobei das erste Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem zweiten Ende des ersten Elementes kommuniziert und das zweite Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem ersten Ende des dritten Elementes kommuniziert, wobei das erste und das zweite Ende bei einem variablen longitudinalen Abstand voneinander angeordnet sind;
h) ein zweites flexibles Ausgleichselement oder flexibles Verbindungsglied, welches ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist, angeordnet zwischen dem zweiten Element und dem vierten Element, wobei das erste Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem zweiten Ende des zweiten Elementes kommuniziert und das zweite Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes mit dem ersten Ende des vierten Elementes kommuniziert, wobei das erste und das zweite Ende bei einem variablen longitudinalen Abstand voneinander angeordnet sind, wobei das erste und das zweite flexible Ausgleichselement oder flexible Verbindungsglied unterschiedlich ausdehnbar oder komprimierbar sind, wenn der Stent in einer gekrümmten Richtung weg von der longitudinalen Achse der Öffnung gekrümmmt ist; und
i) das erste, das zweite, das dritte und das vierte Element und die erste und die zweite Schlaufe und das erste und das zweite flexible Ausgleichselement oder flexible Verbindungsglied derart angeordnet sind, dass, wenn der Stent ausgedehnt wird, der Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten flexiblen Ausgleichselement oder flexiblen Verbindungsglied zu-

nimmt und die longitudinale Komponente des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes abnimmt, während die erste und die zweite Schlaufe im Allgemeinen gegenüberliegend zueinander verbleiben, die Enden des ersten und des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes sich öffnen, um den variablen longitudinalen Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten Ende des ersten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes zu erhöhen, und um so den variablen longitudinalen Abstand zwischen dem ersten und dem zweiten Ende des zweiten flexiblen Ausgleichselementes oder flexiblen Verbindungsgliedes zu erhöhen, um so für die Abnahme der longitudinalen Komponente des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes auszugleichen und die Verkürzung des Stents bei seiner Ausdehnung wesentlich zu verkleinern.

34. Stent nach Anspruch 33, wobei die erste Schlaufe, die zweite Schlaufe, das erste Ausgleichselement und das zweite Ausgleichselement weiter sind als das erste, zweite, dritte und vierte Element.

35. Stent nach Anspruch 34, wobei das erste und das zweite Ausgleichselement weiter sind als das erste, zweite, dritte und vierte Element und die erste und die zweite Schlaufe weiter sind als das erste und das zweite Ausgleichselement.

36. Stent nach Anspruch 35, wobei die erste und die zweite Schlaufe eine Breite aufweisen, die in etwa 40% größer ist als die Breite des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes und das erste und das zweite Ausgleichselement eine Breite aufweisen, die in etwa 20% größer ist als die Breite des ersten, zweiten, dritten und vierten Elementes.

37. Stent nach Anspruch 33, wobei die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) durch eine Schweißung an den Eingriffsmulden (128, 129) befestigt sind.

38. Stent nach Anspruch 37, wobei die Schweißung von dem Punkt versetzt ist, in welchem die Eingriffsmulden (128, 129) und die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) einander kontaktieren.

39. Stent nach Anspruch 38, wobei die Schweißung um 0,01 mm von dem Punkt versetzt ist, in welchem die Eingriffsmulden (128, 129) und die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) einander kontaktieren.

40. Stent nach Anspruch 37, wobei die Schweißung eine Punktschweißung ist.

41. Stent nach Anspruch 40, wobei eine Mehrzahl von Punktschweißungen verwendet wird.

42. Stent nach Anspruch 41, wobei fünf Punktschweißungen verwendet werden.

43. Stent nach Anspruch 33, wobei die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) an den Eingriffsmulden (128, 129) durch einen Klebstoff befestigt sind.

44. Stent nach Anspruch 33, wobei die Eingriffsvorsprünge (38; 131, 132) an den Eingriffsmulden (128, 129) durch ein nagelähnliches Element befestigt sind.

45. Stent nach Anspruch 24 oder 33, wobei der Stent derart angepasst ist, dass bei der Ausdehnung des Stents gegen die innere Wand eines Gefäßes im Wesentlichen kein Abschnitt des Stents in das Lumen vorragt.

46. Stent nach einem der Ansprüche 24 bis 45, weiterhin aufweisend eine Mehrzahl von Ausrichtungsöffnungen, die im Blech angeordnet sind.

Revendications

1. Procédé pour fabriquer un stent (41) comprenant les étapes consistant à:

a) découper une pluralité de configurations de stent (120) dans une pièce plate d'un métal (121), chacune desdites configurations (120) possédant un premier grand côté et un second grand côté, ledit premier grand côté étant pourvu d'une paire d'auges d'engagement (128, 129), ledit second grand côté étant pourvu d'une pluralité de paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132), ladite pluralité de paires d'auges d'engagement (128, 129) et ladite pluralité de paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) étant disposées sensiblement à l'opposé les unes des autres, chacune de ladite pluralité de paires desdites auge d'engagement (128, 129) comprenant une première auge d'engagement (128) et une seconde auge d'engagement (129), lesdites auge d'engagement (128, 129) étant dimensionnées et disposées de manière à recevoir et coopérer avec lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) lorsque ladite configuration est déformée et enroulée sous une forme tubulaire, chaque paire desdites auge d'engagement (128, 129) étant pourvue d'un étrier (133) disposé entre ladite première auge d'engagement (128) et ladite seconde auge d'engagement (129);

b) aménager dans ladite feuille métallique plate

(121) une pluralité d'ouvertures d'alignement (122, 122');
 c) déformer ladite configuration (120) pour lui donner une forme tubulaire de telle sorte que lesdites paires d'auges d'engagement (128, 129) coopèrent avec lesdites paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132);
 d) découper ledit étrier (133); et
 e) fixer chacune desdites auge d'engagement (128, 129) à la partie saillante d'engagement (38; 131, 132), avec laquelle elle coopère, pour former ledit stent extensible (31).

2. Procédé selon la revendication 1, selon lequel l'étape c) est exécutée en utilisant un laser. 15

3. Procédé selon la revendication 1, selon lequel l'étape d) est exécutée en utilisant une soudure.

4. Procédé selon la revendication 3, selon lequel l'étape d) est exécutée en utilisant une passe de soudage qui est décalée du point où lesdites auge d'engagement (128, 129) et lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) se touchent. 20

5. Procédé selon la revendication 4, selon lequel ladite passe de soudage est décalée d'environ 0,01 mm par rapport au point où lesdites auge d'engagement (128, 129) et lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) se touchent. 25

6. Procédé selon la revendication 3, selon lequel ladite soudure est une soudure par point.

7. Procédé selon la revendication 6, selon lequel on utilise une pluralité de soudures par point. 35

8. Procédé selon la revendication 7, selon lequel on utilise 5 soudures par point. 40

9. Procédé selon la revendication 1, selon lequel l'étape d) est exécutée en utilisant un adhésif.

10. Procédé selon la revendication 1, selon lequel l'étape d) est exécutée en utilisant un élément en forme de pointe. 45

11. Procédé selon la revendication 1, selon lequel chacune desdites configurations comprend une pluralité de cellules connectées flexibles, chacune desdites cellules flexibles comprenant: 50

a) un premier élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
 b) un second composant ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;

c) un troisième élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
 d) un quatrième élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
 e) une première boucle définissant un premier angle situé entre ladite première extrémité dudit premier élément et ladite première extrémité dudit second élément;
 f) une seconde boucle définissant un second angle situé entre ladite seconde extrémité dudit troisième élément et ladite seconde extrémité dudit quatrième élément, et disposée d'une manière générale à l'opposé de ladite première boucle;
 g) un premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible possédant une première extrémité et une seconde extrémité et situé entre ledit premier élément et ledit troisième élément, ladite première extrémité dudit premier élément de compensation flexible ou dudit premier organe de liaison flexible communiquant avec ladite seconde extrémité dudit premier élément et ladite seconde extrémité dudit premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible communiquant avec ladite première extrémité dudit troisième élément, ladite première extrémité et ladite seconde extrémités étant situées à une distance longitudinale variable l'une de l'autre,
 h) un second élément de compensation flexible ou second organe de liaison flexible possédant une première extrémité et une seconde extrémité et situé entre ledit second élément et ledit quatrième élément, ladite première extrémité dudit second élément de compensation flexible ou dudit second organe de liaison flexible communiquant avec ladite seconde extrémité dudit second élément et ladite seconde extrémité dudit second élément de compensation flexible ou du second organe de liaison flexible communiquant avec ladite première extrémité dudit quatrième élément, ladite première extrémité et ladite seconde extrémités étant disposées à une distance longitudinale variable l'une de l'autre, ledit premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible et ledit second élément de compensation flexible ou second organe de liaison flexible pouvant être déployés ou comprimés de façon différentielle lorsque ledit stent est coudé dans une direction courbe s'écartant de l'axe longitudinal de ladite ouverture; et
 i) ledit premier, ledit second, ledit troisième et ledit quatrième éléments et ladite première et ladite seconde boucles et ledit premier et ledit second éléments de compensation flexibles ou

ledit premier et ledit second organes de liaison flexibles étant disposés de telle sorte que lorsque ledit stent est déployé sur la distance entre ledit premier et ledit second éléments de compensation flexibles ou ledit premier et ledit second organes de liaison flexibles augmentent et le composant longitudinal desdits premier, second, troisième et quatrième éléments diminue alors que ladite première boucle et ladite seconde boucle restent d'une manière générale opposées l'une à l'autre, les extrémités dudit premier et dudit second éléments de compensation flexibles ou dudit premier et dudit second organes de liaison flexibles s'ouvrent de manière à augmenter ladite distance longitudinale variable entre ladite première extrémité et ladite seconde extrémité dudit élément de compensation flexible ou dudit premier organe de liaison flexible, et de manière à augmenter ladite distance longitudinale variable entre lesdites première et seconde extrémités dudit second élément de compensation flexible ou dudit second organe de liaison flexible de manière à compenser la réduction du composant longitudinal desdits premier, second, troisième et quatrième éléments et réduire de façon substantielle le raccourcissement du stent lors de son expansion.

12. Procédé selon la revendication 11, selon lequel ladite première boucle, ladite seconde boucle, ledit premier élément de compensation et ledit second élément de compensation sont plus larges que lesdits premier, second, troisième et quatrième éléments.

13. Procédé selon la revendication 12, selon lequel lesdits premier et second éléments de compensation sont plus larges que les premier, second, troisième et quatrième éléments, et que lesdites première et seconde boucles sont plus larges que ledit premier et ledit second éléments de compensation.

14. Procédé selon la revendication 13, selon lequel ladite première boucle et ladite seconde boucle possèdent une largeur qui est supérieure d'environ 40 % à la largeur desdits premier, second, troisième et quatrième éléments et que ledit premier et ledit second éléments de compensation possèdent une largeur supérieure d'environ 20 % à la largeur desdits premier, second, troisième et quatrième éléments.

15. Procédé selon la revendication 11, selon lequel ledit stent définit une lumière longitudinale, selon lequel sensiblement aucune partie dudit stent ne fait saillie dans ladite lumière longitudinale lors de l'extension dudit stent contre la paroi intérieure d'un vaisseau.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

16. Procédé selon l'une des revendications précédentes, comprenant en outre l'étape consistant à aménager une pluralité d'ouvertures d'alignement dans ladite feuille.

17. Feuille pour fabriquer un stent (31) comportant une lumière longitudinale comprenant une pièce de métal plate (121) pourvue d'une pluralité de configurations de stent (120), chacune desdites configurations (120) possédant un premier grand côté et un second grand côté, **caractérisée en ce que** ledit premier grand côté est équipé d'une pluralité de paires d'auges d'engagement (128, 129), ledit second grand côté est pourvu d'une pluralité de paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132), dans laquelle ladite pluralité de paires d'auges d'engagement (128, 129) et ladite pluralité de paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) sont disposées sensiblement à l'opposé l'une de l'autre, chacune de ladite pluralité de paires desdites auge d'engagement (128, 129) comprenant une première auge d'engagement (128) et une seconde auge d'engagement (129), lesdites auge d'engagement (128, 129) étant dimensionnées et disposées de manière à recevoir et coopérer avec lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) lorsque ladite configuration est déformée et enroulée sous forme tubulaire, et chaque paire desdites auge d'engagement (128, 129) étant pourvue d'un étrier (133) disposé entre ladite première auge d'engagement (128) et ladite seconde auge d'engagement (129).

18. Feuille selon la revendication 17, dans laquelle chacune desdites configurations comprend une pluralité de cellules flexibles connectées, chacune desdites cellules flexibles comprenant:

- a) un premier élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
- b) un second élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
- c) un troisième élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
- d) un quatrième élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;
- e) une première boucle définissant un premier angle situé entre ladite première extrémité dudit premier élément et ladite première extrémité dudit second élément;
- f) une seconde boucle définissant un second angle situé entre ladite seconde extrémité dudit

troisième élément et ladite seconde extrémité dudit quatrième élément, et disposée d'une manière générale à l'opposé de ladite première boucle;

g) un premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible possédant une première extrémité et une seconde extrémité et situé entre ledit premier élément et ledit troisième élément, ladite première extrémité dudit premier élément de compensation flexible ou dudit premier organe de liaison flexible communiquant avec ladite seconde extrémité dudit premier élément et ladite seconde extrémité dudit premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible communiquant avec ladite première extrémité dudit troisième élément, ladite première extrémité et ladite seconde extrémités étant situées à une distance longitudinale variable l'une de l'autre,

h) un second élément de compensation flexible ou second organe de liaison flexible possédant une première extrémité et une seconde extrémité et situé entre ledit second élément et ledit quatrième élément, ladite première extrémité dudit second élément de compensation flexible ou dudit second organe de liaison flexible communiquant avec ladite première extrémité dudit quatrième élément, ladite première extrémité et ladite seconde extrémités étant disposées à une distance longitudinale variable l'une de l'autre, ledit premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible et ledit second élément de compensation flexible ou second organe de liaison flexible pouvant être déployés ou comprimés de façon différentielle lorsque ledit stent est coudé dans une direction courbe s'écartant de l'axe longitudinal de ladite ouverture; et

i) ledit premier, ledit second, ledit troisième et ledit quatrième éléments et ladite première et ladite seconde boucles et ledit premier et ledit second éléments de compensation flexibles ou ledit premier et ledit second organes de liaison flexibles étant disposés de telle sorte que lorsque ledit stent est déployé sur la distance entre ledit premier et ledit second éléments de compensation flexibles ou ledit premier et ledit second organes de liaison flexibles augmente et le composant longitudinal desdits premier, second, troisième et quatrième éléments diminue alors que ladite première boucle et ladite seconde boucle restent d'une manière générale opposées l'une à l'autre, les extrémités dudit premier et dudit second éléments de compen-

sation flexibles ou dudit premier et dudit second organes de liaison flexibles s'ouvrant de manière à augmenter ladite distance longitudinale variable entre ladite première extrémité et ladite seconde extrémité dudit élément de compensation flexible ou dudit premier organe de liaison flexible, et de manière à augmenter ladite distance longitudinale variable entre lesdites première et seconde extrémités dudit second élément de compensation flexible ou dudit second organe de liaison flexible de manière à compenser la réduction du composant longitudinal desdits premier, second, troisième et quatrième éléments et réduire de façon substantielle le raccourcissement du stent lors de son expansion.

19. Feuille selon la revendication 18, dans laquelle ladite première boucle, ladite seconde boucle, ledit premier élément de compensation et ledit second élément de compensation sont plus larges que lesdits premier, second, troisième et quatrième éléments.

20. Feuille selon la revendication 18, dans laquelle lesdits premier et second éléments de compensation sont plus larges que les premier, second, troisième et quatrième éléments, et que lesdites première et seconde boucles sont plus larges que ledit premier et ledit second éléments de compensation.

21. Feuille selon la revendication 20, dans laquelle ladite première boucle et ladite seconde boucle possèdent une largeur qui est supérieure d'environ 40 % à la largeur desdits premier, second, troisième et quatrième éléments et que ledit premier et ledit second éléments de compensation possèdent une largeur supérieure d'environ 20 % à la largeur desdits premier, second, troisième et quatrième éléments.

22. Feuille selon la revendication 17 ou 18, dans laquelle lesdites configurations de stent sont adaptées de telle sorte que lors de l'expansion dudit stent sensiblement aucune partie dudit stent ne fait saillie à l'intérieur de la lumière longitudinale dudit stent contre la paroi intérieure d'un vaisseau.

23. Feuille selon l'une des revendications 17 à 22, comprenant en outre une pluralité d'ouvertures d'alignement disposées dans ladite feuille.

24. Stent extensible (31) possédant une lumière longitudinale comprenant un premier grand côté et un second grand côté,
caractérisé en ce que
 ledit premier grand côté est pourvu d'une pluralité de paires d'auges d'engagement (128, 129),
 ledit second grand côté est pourvu d'une pluralité

de paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132),
 dans laquelle ladite pluralité de paires d'auges d'engagement (128, 129) et ladite pluralité de paires de parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) sont disposées sensiblement à l'opposé les unes des autres, et dans laquelle ladite pluralité auges d'engagement (128, 129) sont dimensionnées et disposées de manière à recevoir et coopérer avec lesdites parties saillantes d'engagement (28; 131, 132), et dans laquelle lesdites auges d'engagement (128, 129) sont fixées auxdites parties saillantes d'engagement (28; 131, 132). 5

25. Stent selon la revendication 24, dans lequel lesdites auges d'engagement (128, 129) sont fixées auxdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) au moyen d'une soudure. 15

26. Stent selon la revendication 25, dans lequel ladite soudure est décalée par rapport au point où lesdites auges d'engagement (128, 129) et lesdites parties saillantes d'engagement (38, 131, 132) se touchent. 20

27. Stent selon la revendication 26, dans lequel ladite soudure est décalée d'environ 0,01 mm par rapport au point où lesdites auges d'engagement (128, 129) et lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) se touchent. 25

28. Stent selon la revendication 24, dans lequel ladite soudure est une soudure par point. 30

29. Stent selon la revendication 28, dans lequel on utilise une pluralité de soudures par point. 35

30. Stent selon la revendication 29, dans lequel on utilise 5 soudures par point. 40

31. Stent selon la revendication 24, dans lequel lesdites auges d'engagement (128, 129) sont fixées à l'aide d'un adhésif auxdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132). 45

32. Stent selon la revendication 24, dans lequel lesdites auges d'engagement (128, 129) sont fixées auxdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) au moyen d'un élément en forme de pointe. 50

33. Stent selon la revendication 34, dans lequel le stent possède une configuration de stent comprenant une pluralité de cellules flexibles connectées comprenant: 55

a) un premier élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;

b) un second élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;

c) un troisième élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;

d) un quatrième élément ayant un composant longitudinal possédant une première extrémité et une seconde extrémité;

e) une première boucle définissant un premier angle situé entre ladite première extrémité dudit premier élément et ladite première extrémité dudit second élément;

f) une seconde boucle définissant un second angle situé entre ladite seconde extrémité dudit troisième élément et ladite seconde extrémité dudit quatrième élément, et disposée d'une manière générale à l'opposé de ladite première boucle;

g) un premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible possédant une première extrémité et une seconde extrémité et situé entre ledit premier élément et ledit troisième élément, ladite première extrémité dudit premier élément de compensation flexible ou dudit premier organe de liaison flexible communiquant avec ladite seconde extrémité dudit premier élément et ladite seconde extrémité dudit premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible communiquant avec ladite première extrémité dudit troisième élément, ladite première extrémité et ladite seconde extrémités étant situées à une distance longitudinale variable l'une de l'autre,

h) un second élément de compensation flexible ou un second organe de liaison flexible possédant une première extrémité et une seconde extrémité et situé entre ledit second élément et ledit quatrième élément, ladite première extrémité dudit second élément de compensation flexible ou dudit second organe de liaison flexible communiquant avec ladite seconde extrémité dudit quatrième élément, ladite première extrémité et ladite seconde extrémités étant disposées à une distance longitudinale variable l'une de l'autre, ledit premier élément de compensation flexible ou premier organe de liaison flexible et ledit second élément de compensation flexible ou second organe de liaison flexible pouvant être déployés ou comprimés de façon différentielle lorsque ledit stent est coudé dans une direction courbe s'écartant de l'axe longitudinal de ladite ouverture; et

i) ledit premier, ledit second, ledit troisième et

ledit quatrième éléments et ladite première et ladite seconde boucles et ledit premier et ledit second éléments de compensation flexibles ou ledit premier et ledit second organes de liaison flexibles étant disposés de telle sorte que lorsque ledit stent est déployé sur la distance entre ledit premier et ledit second éléments de compensation flexibles ou ledit premier et ledit second organes de liaison flexibles augmente et le composant longitudinal desdits premier, second, troisième et quatrième éléments diminue alors que ladite première boucle et ladite seconde boucle restent d'une manière générale opposées l'une à l'autre, les extrémités dudit premier et dudit second éléments de compensation flexibles ou dudit premier et dudit second organes de liaison flexibles s'ouvrant de manière à augmenter ladite distance longitudinale variable entre ladite première extrémité et ladite seconde extrémité dudit élément de compensation flexible ou dudit premier organe de liaison flexible, et de manière à augmenter ladite distance longitudinale variable entre lesdites première et seconde extrémités dudit second élément de compensation flexible ou dudit second organe de liaison flexible de manière à compenser la réduction du composant longitudinal desdits premier, second, troisième et quatrième éléments et réduire de façon substantielle le raccourcissement du stent lors de son expansion.

34. Stent selon la revendication 33, dans lequel ladite première boucle, ladite seconde boucle, ledit premier élément de compensation et ledit second élément de compensation sont plus larges que lesdits premier, second, troisième et quatrième éléments.

35. Stent selon la revendication 34, dans lequel lesdits premier et second éléments de compensation sont plus larges que les premier, second, troisième et quatrième éléments, et que lesdites première et seconde boucles sont plus larges que ledit premier et ledit second éléments de compensation.

36. Stent selon la revendication 35, dans lequel ladite première boucle et ladite seconde boucle possèdent une largeur qui est supérieure d'environ 40 % à la largeur desdits premier, second, troisième et quatrième éléments et que ledit premier et ledit second éléments de compensation possèdent une largeur supérieure d'environ 20 % à la largeur desdits premier, second, troisième et quatrième éléments.

37. Stent selon la revendication 33, dans lequel lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) sont fixées auxdites auge d'engagement (128, 129) par une soudure.

5 38. Stent selon la revendication 37, dans lequel ladite soudure est décalée d'environ 0,01 mm par rapport au point où lesdites auge d'engagement (128, 129) et lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) se touchent.

10 39. Stent selon la revendication 38, dans lequel ladite soudure est décalée d'environ 0,01 mm par rapport au point où lesdites auge d'engagement (128, 129) et lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) se touchent.

15 40. Stent selon la revendication 37, dans lequel ladite soudure est une soudure par point.

20 41. Stent la revendication 40, dans lequel on utilise une pluralité de soudures par points.

25 42. Stent selon la revendication 41, dans lequel on utilise 5 soudures par point.

30 43. Stent selon la revendication 33, dans lequel lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) sont fixées auxdites auge d'engagement (128, 129) au moyen d'un adhésif.

44. Stent selon la revendication 33, selon lequel lesdites parties saillantes d'engagement (38; 131, 132) sont fixées auxdites auge d'engagement (128, 129) au moyen d'un élément en forme de point.

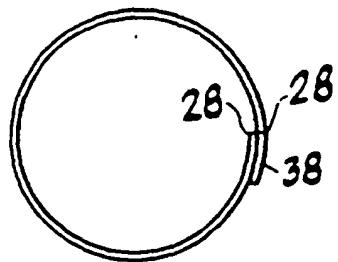
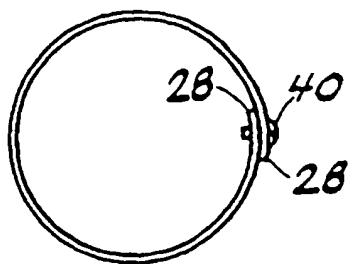
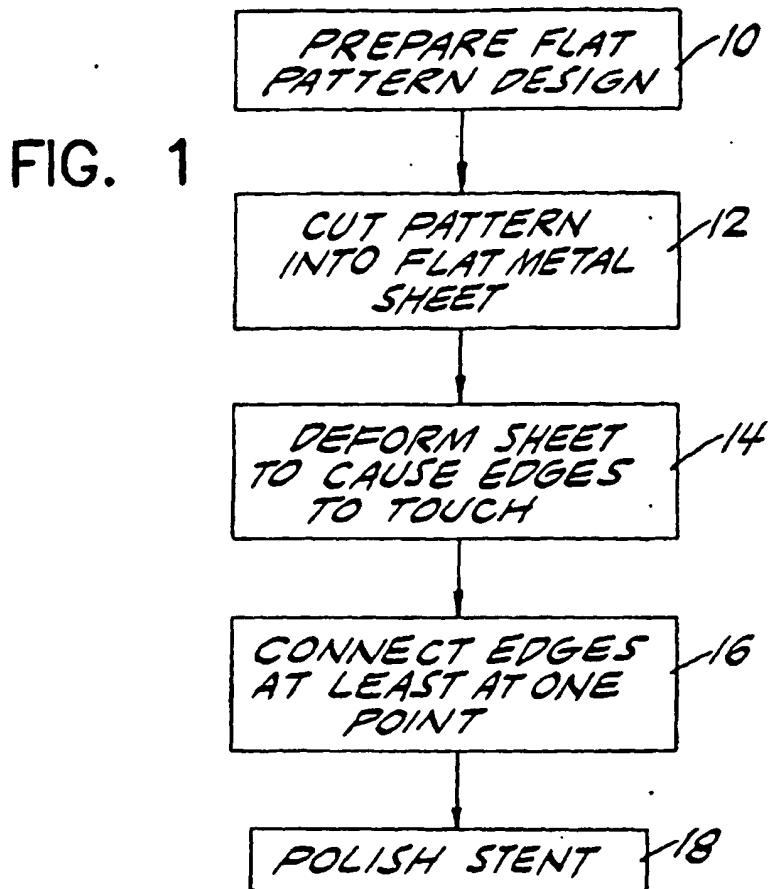
35 45. Stent selon la revendication 24 ou 33, ledit stent étant adapté de telle sorte lors de l'extension dudit stent contre la paroi intérieure d'un vaisseau, sensiblement aucune partie dudit stent ne fait saillie dans ladite lumière.

40 46. Stent selon l'une des revendications 24 à 45, comprenant en outre une pluralité d'ouvertures alignées formées dans ladite feuille.

45

50

55



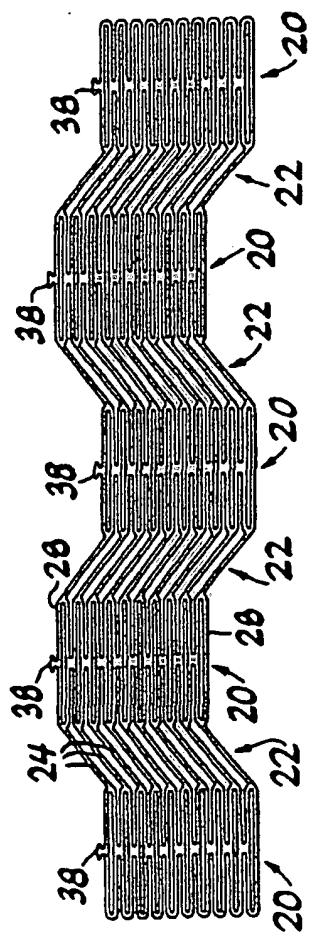


FIG. 2A

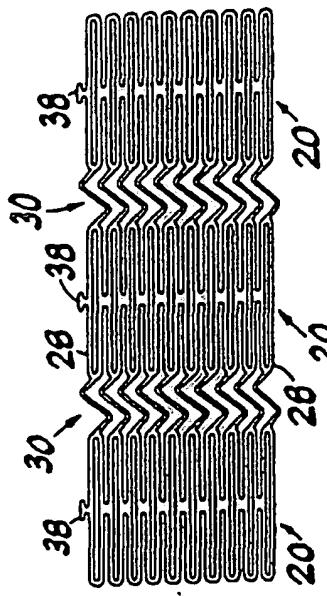


FIG. 2B

FIG. 2C

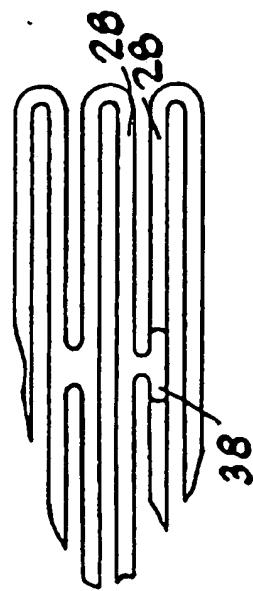
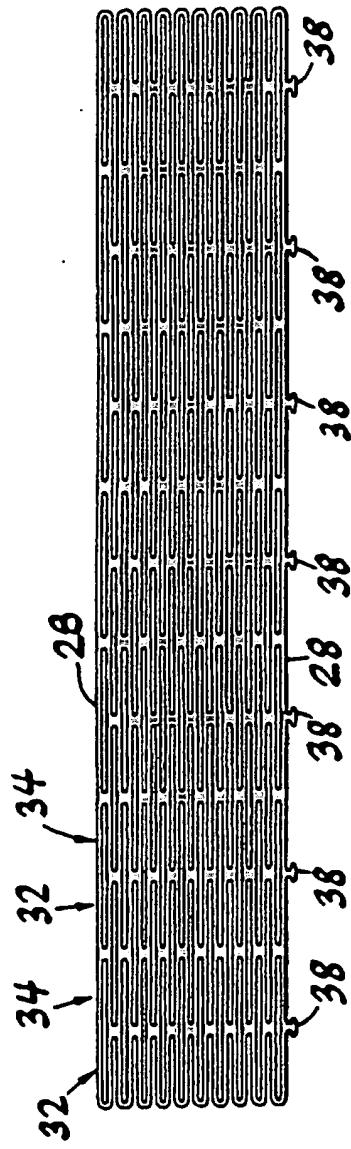


FIG. 5B

FIG. 3

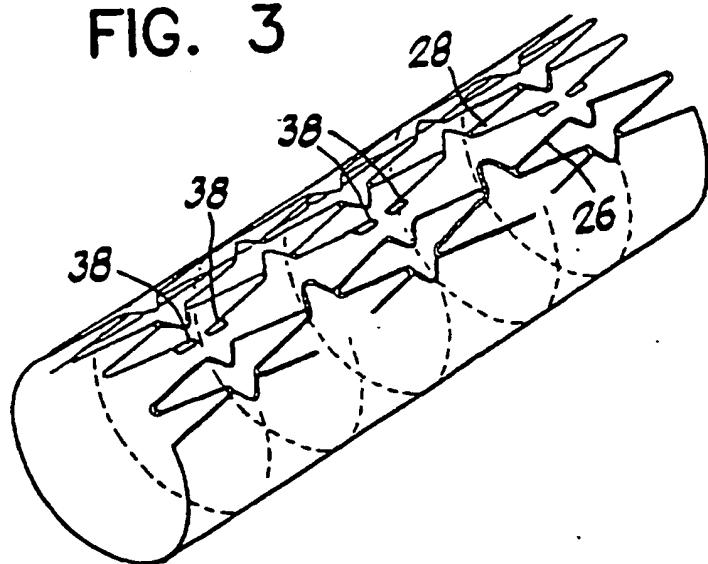
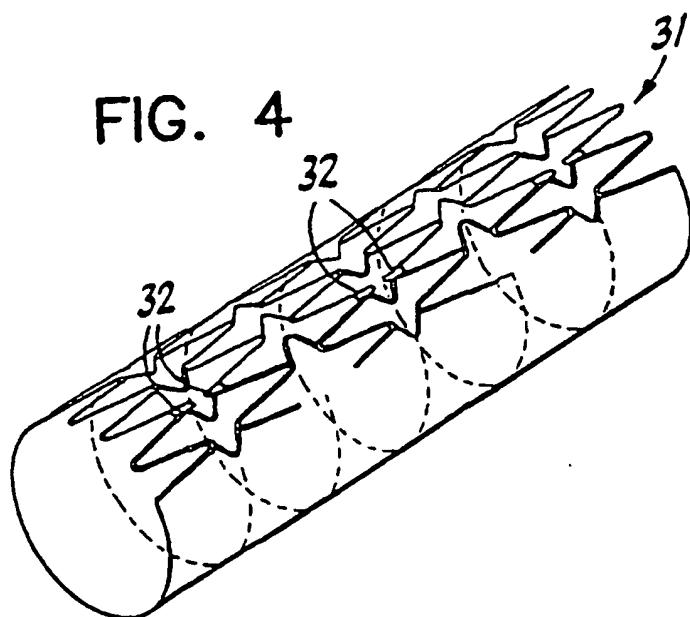
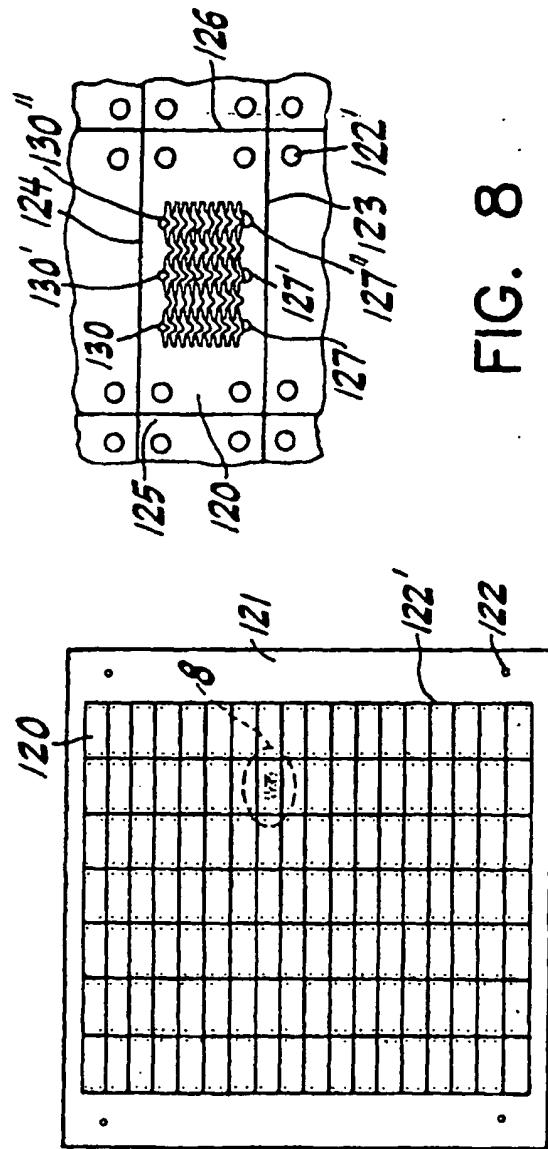


FIG. 4





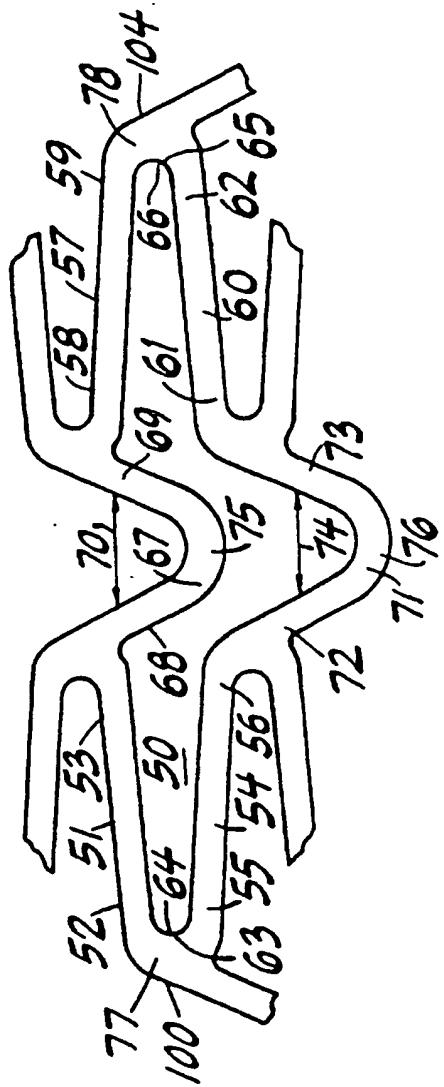


FIG. 14

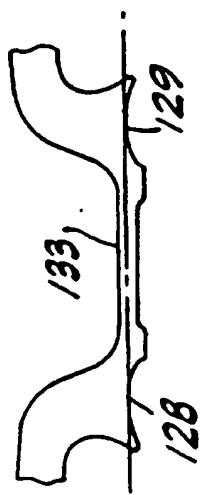


FIG. 9

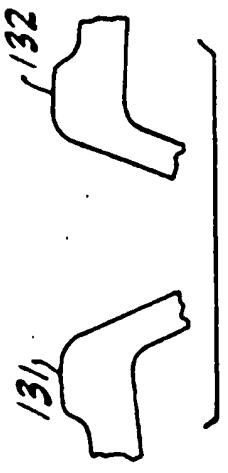


FIG. 10

FIG. 15

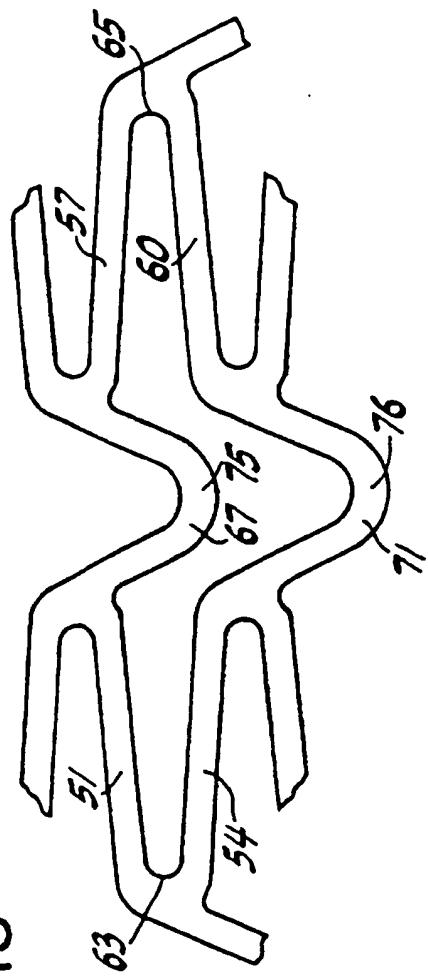
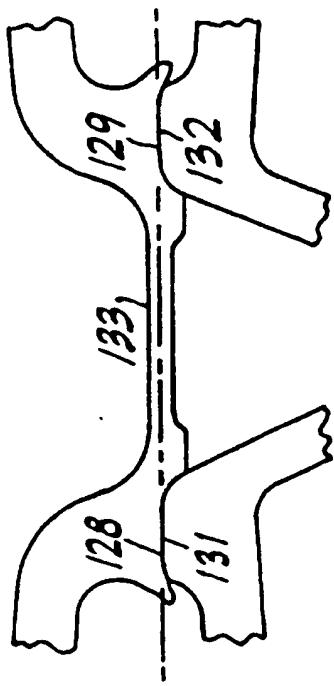


FIG. 11



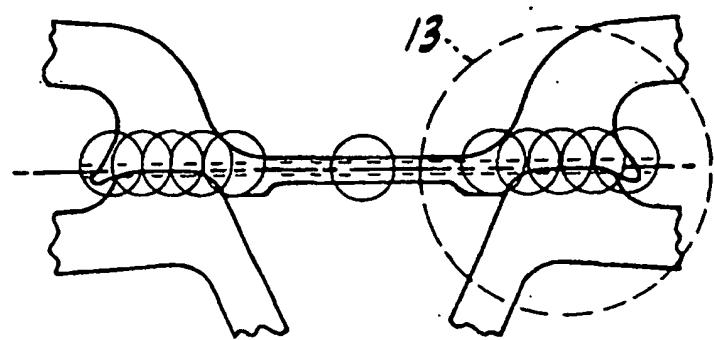


FIG. 12

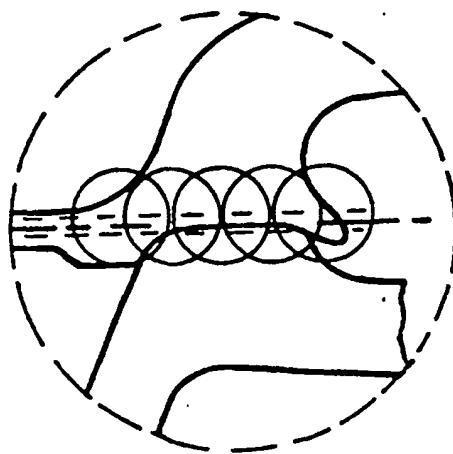
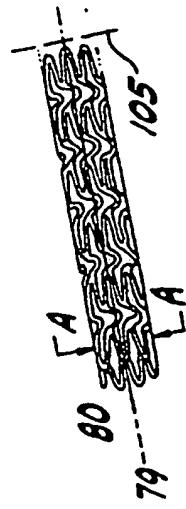
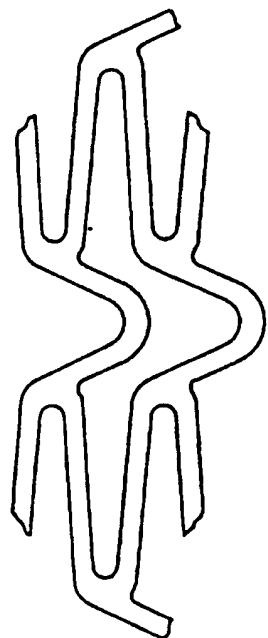
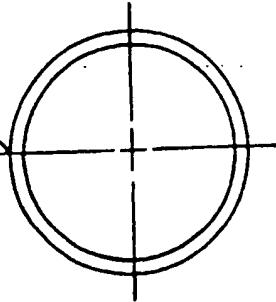


FIG. 13



WELDING POINT



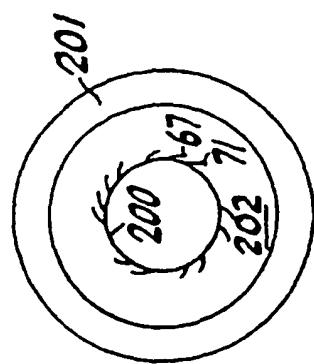


FIG. 21

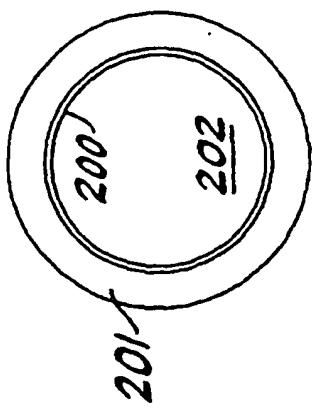


FIG. 22

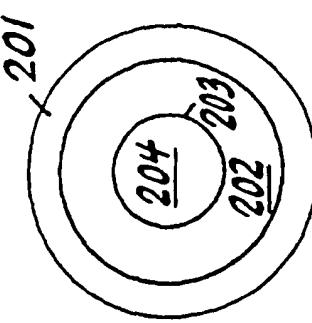


FIG. 23

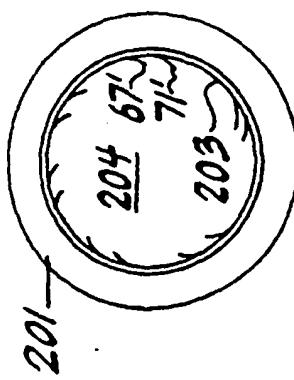


FIG. 24